

# 2D und 3D Kernspintomographie von $^{23}\text{Na}$ im Gehirn

M. Scheidegger, M. Sauer, P. Bösiger

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik der  
Universität und ETH Zürich

In Ergänzung zu den Ergebnissen der konventionellen  $^1\text{H}$  Kernspintomographie ist von Bildern, die auf den Signalen von  $^{23}\text{Na}$  beruhen, komplementäre und vermehrt funktionelle Information zu erwarten.

$^{23}\text{Na}$  Ionen sind im gesunden Gehirn hauptsächlich im extrazellulären Raum zu finden mit einer Konzentration von etwa 150 mMol pro Liter. Die Natrium-Kalium Ionenpumpe bewirkt, dass in den Zellen nur ca. 12...15 mMol/l Natrium-Ionen vorhanden sind. Da aber der intrazelluläre Raum im Gehirn ca. 75% des Volumens ausfüllt, beträgt die durchschnittliche Konzentration nur ca. 45 mMol/l.

Der Zusammenbruch dieser Ionenpumpe, wie z.B. im Falle eines Hirninfarktes (Zelltod), kann zu lokalen Konzentrationszunahmen von bis zu 300% führen. Auch die Ausdehnung des extrazellulären Raumes (Ödem) hat einen Anstieg der  $^{23}\text{Na}$  Ionenkonzentration zur Folge. Die transversalen Relaxationszeiten  $T_2$  dieser verschiedenen Gewebeanteile variieren stark [1], [2], was in Tab. 1 dargestellt ist. Deshalb ändert die lokale durchschnittliche Relaxationszeit  $T_2$  auch bei Gewebeveränderungen. Von anderer Seite [1] wird von einer Korrelation zwischen Malignität eines Tumors und intrazellulärer Natrium-Konzentration berichtet.

Es ist vielversprechend, die Möglichkeiten von  $^{23}\text{Na}$  KST abzu- stecken, im Hinblick auf eine eventuelle Frühdiagnose von Hirninfarkten im Kontrast zu Hirnblutungen oder zur Unterscheidung Tumor - umgebendes Ödem. Dabei ist zu beachten, dass die Konzentration von  $^{23}\text{Na}$  im Gewebe ca. 2000mal kleiner ist als diejenige von Protonen. Ausserdem sind die Relaxationszeiten kürzer, und die MR-Sensitivität beträgt, verglichen mit  $^1\text{H}$ , nur ca. 10%. Berücksichtigt man alle diese Faktoren, so ergibt sich ein ungefähr 50'000mal kleinerer Signal-Rauschabstand als bei Wasserstoffbildern.

## 1 Natrium MR Abbildungsverfahren

In der konventionellen  $^1\text{H}$  KST wird heute vieler Vorteile wegen fast ausschliesslich die *Fourier Zeugmatographie* als Abbildungsverfahren verwendet. Hingegen ist die Fourierabbildung für  $^{23}\text{Na}$  wegen den kurzen Relaxationszeiten  $T_2$  schlecht geeignet, da Phasenkodiergradienten zwischen Anregung und Abtastung benötigt werden.

Wichtigstes Erfordernis für eine höchstmögliche Signalausbeute ist, dass das Signal nach der Anregung so rasch als möglich abgetastet wird, damit möglichst wenig von den schnell zerfallenden

Signalanteilen verlorengehen, die vermutlich die interessante Information beinhalten. Mögliche Wege dazu sind folgende:

- keine Phasenkodiergradienten zwischen Anregung und Abtastung;
- keine langen selektiven Anregungspulse.

Da beim *Projektions-Rekonstruktionsverfahren*, im folgenden ' $^1\text{PR}$ ' genannt, die Ortsinformation durch die wechselnden Richtungen des Auslesegradienten erhalten wird, fällt der bei der Fourierabbildung gebrauchte Phasenkodiergradient weg. Die Signalabtastung kann früher beginnen.

Sowohl Fourier- wie *PR*-Abbildungen benötigen im 2D Fall eine schichtselektive Anregung mit entsprechend langen selektiven  $\text{Hf}$ -Pulsen. Bei der 3D Erweiterung des *PR* Verfahrens hingegen kann das gesamte Volumen mit einem kurzen, nichtselektiven Puls angeregt werden. Zusätzlich bieten 3D Verfahren gegenüber 2D Abbildungen mehr Schichten, das heisst mehr Information, mit dem gleichen S/R - Abstand in der gleichen Messzeit. Deshalb ist die dreidimensionale Rekonstruktion von Projektionen die Methode der Wahl zur Abbildung von  $^{23}\text{Na}$  Kernen.

### 1.1 3D PR Sequenz

Fig. 1 zeigt die Sequenz von *PR3D*. Auf einen kurzen, nichtselektiven Anregungspuls erfolgt eine De- und sofort anschliessend eine Rephasierung der Spins in der Ausleserichtung, so dass diese am Anfang der Abtastperiode in Phase sind. Weitere Echos werden wahlweise durch Gradientenumkehr oder durch  $180^\circ$  Pulse erzeugt. Der 'acquisition delay', die benötigte Zeit zwischen Anregungspuls und Beginn des Abtastens des freien Induktionszerfalles (FID), ist dabei unabhängig von der Bildauflösung und nur durch die Hardware bestimmt (Schalten von Gradienten, coil ringing, eddy currents) und beträgt in unserem Fall üblicherweise 2.5 msek. Mit den gleichen Hardware-Einschränkungen beträgt diese Zeit ca. 6 msek für Fourierabbildungen mit einer Auflösung von 3.9 mm pro Bildpunkt und ca. 10 msek für eine Bildauflösung von 2 mm.

Wenngleich das *3DPR* Verfahren optimal für  $^{23}\text{Na}$  KST im Hinblick auf S/R und Anzahl gemessene Schichten pro Zeit ist, entstehen dadurch oft sehr lange Messzeiten (28 Minuten in unserem Fall) und lange Rekonstruktionszeiten, bedingt durch den komplexen Algorithmus. Für viele Fälle wäre eine *2DPR* Sequenz sehr nützlich, wenn sie den gleich kurzen 'acquisition delay' aufweist wie das 3D Gegenstück.

GEWEBE	$T_2$ schnell	$T_2$ langsam	$T_2$ mittel	$T_1$
Salzlösung	—	57	57	57
intrazellulär	2 ...	... 16	8	15 ... 25
extrazellulär	—	20 ... 40	20 ... 40	30 ... 50
vaskulär	—	30 ... 50	30 ... 50	40 ... 50

Tab. 1.  $^{23}\text{Na}$  Relaxationszeiten im Gewebe  
( [1] [2] und eigene Messungen; alle Zeiten in msec )

MESSUNG	180° PULS	90° PULS	EMPFÄNGER
1	0	X +	+
2	X +	X +	-
3	0	X +	+
4	X -	X +	-

Tab. 2. Phasenzklus subtraktive Schichtselektion

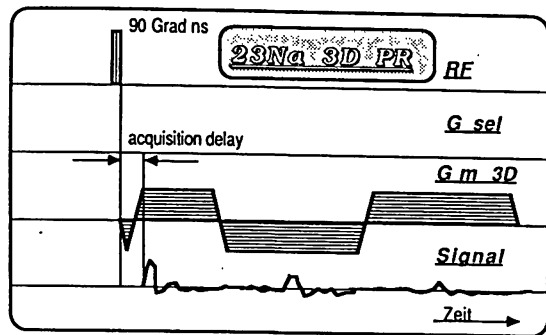


Fig. 1.  $^{23}\text{Na}$  3DPR Sequenz

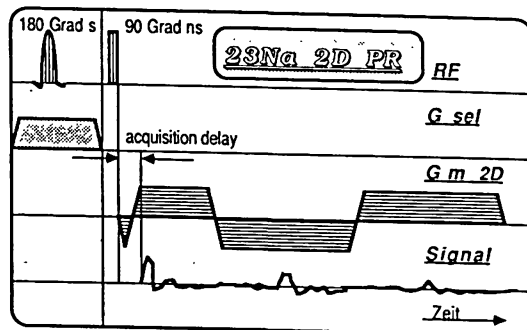


Fig. 2.  $^{23}\text{Na}$  2DPR Sequenz

## 1.2 Subtraktive Schichtselektion (2DPR)

Fig. 2 zeigt die Sequenz für eine subtraktive Schichtselektion für 2DPR. Die Schichtselektion wird erreicht durch einen selektiven 180° Inversionspuls und einen dazugehörigen Phasenzklus. Da der folgende Anregungspuls nicht selektiv zu sein braucht, kann er sehr kurz gehalten werden und als Folge auch der 'acquisition delay'. Die Abtastung einer Gradientenrichtung erfordert mindestens zwei Einzelmessungen. In der ersten Messung wird der 180° Puls weggelassen, und der FID enthält demzufolge Signalanteile aus dem ganzen Objekt. Während der zweiten Messung invertiert der 180° Puls die Spins innerhalb der ausgewählten Schicht. Dieser zweite FID enthält zwei Signalanteile: eine Komponente mit Spins ausserhalb der Schicht mit der gleichen Phase wie in der ersten Messung und eine Komponente mit invertierter Phase von den Spins in der Schicht. Eine Subtraktion der zweiten Komponente von der ersten ergibt ein Signal mit nur Anteilen aus der gewählten Schicht.

Wegen Ungenauigkeiten von Hf-Pulsen muss in der Praxis der in Tab. 2 gezeigte Phasenzklus über 4 Messungen verwendet werden, um störende Echos zwischen dem 90° und dem 180° Puls auszulöschen.

Anhand eines in Schichtrichtung ausgedehnten Phantoms wurden dabei verschiedene Pulsformen evaluiert. Die für selektive 90° Pulse häufig gebrauchten 'sinc-Gauss' Pulse ergaben dabei (mit einer Simulation übereinstimmende) sehr schlechte Resultate: Schichtprofile mit ungenügenden Flankensteilheiten. Sehr gute Ergebnisse lieferten frequenzmodulierte Inversionspulse.

## 2 Rekonstruktion der PR3D Messdaten

Nach dem Mitteln über eine Gradientenrichtung werden die Messdaten phasenkorrigiert. Eine 1D Fouriertransformation ergibt Werte im Radon-Raum des Objekts (im 2D Fall entspricht dies einer Projektion). Um die Spindichte auf einem 3D Gitter von  $n^3$  Punkten zu rekonstruieren, muss der Auslesegradient in ca.

$n^2$  verschiedene Richtungen gelegt werden. Die Richtungen sind so gewählt, dass der ganze Raum möglichst homogen abgetastet wird.

Die Bildrekonstruktion erfolgt mittels eines diskreten Radon Inversionsalgorithmus (filtered backprojection), und Schichten daraus werden zur Darstellung extrahiert. Die Rekonstruktionszeit beträgt für ein Echo und 14 Schichten bei einer Auflösung von 64mal 64 Punkten ca. 1 Stunde auf einem Array Prozessor AP500.

## 3 Experimente und Resultate

Diese Sequenzen sind auf einem kommerziellen Philips 1.5 Tesla Ganzkörpergerät GYROSCAN S15 implementiert worden. Die wichtigsten Parameter sind: Schichtdicke 7.8 mm, Bildmatrix 64mal 64 Punkte; Bildauflösung 3.9 mm; Repetitionszeit der Messungen 65 msec. Die 3D Aufnahmen, die 28 Minuten dauern, sind aus 22'000 Einzelmessungen rekonstruiert; 5'500 Gradientenrichtungen à je 4 Messungen. Die Echozeiten sind: 2.8 ms, 13 ms, 23 ms.

Diese Parameter sind in ausgedehnten Phantom- und Probandenstudien optimiert worden. Erste Bilder von Patienten mit bekannter Diagnose Hirninfarkt bestätigten den hohen Bildkontrast zwischen Infarkt und umgebendem Gewebe. Untersuchungen an Patienten mit frischen Hirninfarkten, die wenige Stunden zurückliegen, laufen an.

## 4 Literatur

- [ 1 ] Hilal et al; 6<sup>th</sup> annual meeting SMRM 1987, NY p. 243
- [ 2 ] Burstein D., Fossel E.; J. Magn. Reson. in Medicine 4, 261-273 (1987)
- [ 3 ] McKinnon G., Bössiger P.; Patent angemeldet (1987)